

TITLE OF THE INVENTION

X線コンピュータ断層撮影装置及び画質シミュレーション装置

(X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY APPARATUS AND PICTURE QUALITY SIMULATION APPARATUS)

5

CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATIONS

This application is based upon and claims the benefit of priority from the prior Japanese Patent Application No. 2003-131613, filed May 9, 2003, the entire contents of which are incorporated
10 herein by reference.

BACKGROUND OF THE INVENTION

1 Field of the Invention

本発明は、X線コンピュータ断層撮影装置及び画質シミュレーション装置に
15 関する。

2 Description of the Related Art

周知の通り、X線コンピュータ断層撮影装置は、X線が被検体内で受けた吸収量に基づいて臓器等の組織のX線吸収率を水のそれを基準としたCT値という指標として計算（再構成）することによって画像（断層像）を得るものである。再構成した画像には画像ノイズが不可避である。画像ノイズは、典型的には均質ファントム像のCT値のばらつきを標準偏差として定義し、通常、画像SDと略称される。
20

画像SDは、スキャン条件の中の撮影スライス厚、管電圧、管電流等の複数の条件項目と、被検体とに応じて決まる。再構成した画像を観察して診断を下すには、例えば画像上の微小な陰影がノイズなのか、腫瘍なのかを区別するために、その画像が有する画像SDを考慮する必要がある。換言すると、検査対象の腫瘍をノイズと識別できる適正值に画像SDがなるように、撮影スライス厚、管電圧、管電流等のスキャン条件項目を設定する必要がある。
25

しかし、特開平11-235334号公報のように、撮影スライス厚、管電圧、管電流等の多くの条件項目を入力するだけでは、画像SDの値を把握する
30

ことは容易ではない。さらに、仮に、画像SDを把握できたとしても、その画像SDの値に対して、どの程度のノイズが現れるのかについて認識することは多くの経験及び知識を要するものであり容易なことではない。そのためスキャン条件を好適に設定することは困難であった。

5

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

本発明の目的は、スキャン条件をより好適に設定することができるX線コンピュータ断層撮影装置及び画質シミュレーション装置を提供することにある。

10 本発明の第1局面に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、スキャン条件に従って、被検体の撮影対象部位をX線によりスキャンするために構成されたスキャン部(scan unit configured to scan...)と、前記スキャンにより収集された投影データに基づいて画像データを再構成するために構成された再構成部と、前記スキャン条件を設定するために構成されたスキャン条件設定部と、前記設定されたスキャン条件に基づいて、画質の指標に関する値を計算するために
15 構成された画質指標計算部と、前記画質の指標に関する基準値に対応するサンプル画像データを記憶するために構成されたサンプル画像記憶部と、前記画質の指標に関する前記計算された値と、前記画質の指標に関する基準値とに基づいて、前記サンプル画像データから前記画質の指標に関する前記計算された値に対応する模擬画像データを生成するために構成された模擬画像生成部と、前
20 記生成された模擬画像データを表示するために構成された表示部とを具備する。

本発明の第2局面に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、被検体の撮影対象部位をX線によりスキャンするために構成されたスキャン部と、前記スキャンにより収集された投影データに基づいて画像データを再構成するために構成
25 された再構成部と、画質の指標に関する値、又は線量を入力するために構成された入力部と、前記入力された画質の指標に関する値又は線量に対応する模擬画像データを生成するために構成された模擬画像生成部と、前記生成された模擬画像データを表示するために構成された表示部とを具備する。

Additional objects and advantages of the invention will be set
30 forth in the description which follows, and in part will be obvious

from the description, or may be learned by practice of the invention. The objects and advantages of the invention may be realized and obtained by means of the instrumentalities and combinations particularly pointed out hereinafter.

5

BRIEF DESCRIPTION OF THE SEVERAL VIEWS OF THE DRAWING

The accompanying drawings, which are incorporated in and constitute a part of the specification, illustrate presently preferred embodiments of the invention, and together with the general
10 description given above and the detailed description of the preferred embodiments given below, serve to explain the principles of the invention.

図 1 は、本発明の実施例による X 線コンピュータ断層撮影装置の構成を示す図。

15 図 2 は、本実施例の動作手順の一例を示す流れ図。

図 3 は、図 2 の S 2 の段階で表示されるスキャンプラン設定画面の一例を示す図。

図 4 は、図 2 の S 5 の段階で表示される画像 S D 確認画面の一例を示す図。

20 図 5 A — 図 5 E は、図 2 の S 9 の段階における画像 S D 計算処理の補足説明図。

図 6 は、図 2 の S 1 0 の段階における 2 つのサンプル画像に対する重み係数の決定方法の一例を示す図。

図 7 は、図 2 の S 1 1 の段階で表示される模擬画像表示画面の一例を示す図。

25 図 8 は、本発明の実施例による画質シミュレーション装置による表示画面の一例を示す図。

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

以下、図面を参照して本発明による X 線コンピュータ断層撮影装置の実施例
30 を説明する。なお、X 線コンピュータ断層撮影装置には、X 線管と X 線検出器

とが１体として被検体の周囲を回転する回転／回転（ROTATE/ROTATE）タイプと、リング状に多数の検出素子がアレイされ、X線管のみが被検体の周囲を回転する固定／回転（STATIONARY/ROTATE）タイプ等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本発明を適用可能である。ここでは、現在、主流を占めている回転／回転タイプとして説明する。また、１スライスの断層像データを再構成するには、被検体の周囲１周、約 360° 分の投影データが、またハーフスキャン法でも 180° ＋ビュー角分の投影データが必要とされる。いずれの再構成方式にも本発明を適用可能である。ここでは、前者を例に説明する。また、入射X線を電荷に変換するメカニズムは、シンチレータ等の蛍光体でX線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形と、X線による半導体内の電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とが主流である。X線検出素子としては、それらのいずれの方式を採用してもよいが、ここでは、前者の間接変換形として説明する。また、近年では、X線管とX線検出器との複数のペアを回転フレームに搭載したいわゆる多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置の製品化が進み、その周辺技術の開発が進んでいる。本発明では、従来からの一管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であっても、多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であってもいずれにも適用可能である。ここでは、一管球型として説明する。

図１は本実施例に係るX線コンピュータ断層撮影装置の構成を示している。架台１は、X線管１０とX線検出器２３を有する。X線管１０とX線検出器２３は、円環形状の回転フレーム１２に相互に対向する向きで搭載される。回転フレーム１２は、架台駆動装置２５によりZ軸を中心として回転される。回転フレーム１２の中央部分は開口され、その開口部に、寝台２の天板２a上に載置された被検体Pが挿入される。X線管１０と開口部との間には、ビームピッチ（撮影スライス厚ともいう）に応じてX線の照射幅を変化させるためのスリット２２が配置される。寝台２には天板２aをその長軸（回転軸と平行）の方向に関して移動するための天板駆動部２bが装備されている。

X線管１０の陰極陽極間には高電圧発生器２１から管電圧が印加され、またX線管１０のフィラメントには高電圧発生器２１からフィラメント電流が供給

される。管電圧の印加及びフィラメント電流の供給により X 線が発生される。高速連続回転を実現するために、X 線管 10 と高電圧発生器 21 との間はスリップリングを介して電氣的に接続されている。

X 線検出器 23 は、シングルスライスタップ又はマルチスライスタップの検出器である。X 線検出器 23 は、シングルスライスタップであれば、例えば 0.5 mm × 0.5 mm の正方の受光面を有する複数の X 線検出素子が例えば 916 個チャンネル方向 Y に一列に配列された素子列を有する。X 線検出器 23 は、マルチスライスタップであれば、素子列がスライス方向 Z に例えば 40 列並設されてなる。

一般的に D A S (data acquisition system) と呼ばれているデータ収集装置 24 は、検出器 23 からチャンネルごとに出力される信号を電圧信号に変換し、増幅し、さらにデジタル信号に変換する。このデータ（生データ）は架台外部の計算機ユニット 3 に取り込まれる。計算機ユニット 3 の前処理ユニット 34 は、データ収集装置 26 から出力される生データに対して感度補正等の補正処理を施して投影データを出力する。この投影データは計算機システム 3 のデータ記憶装置 35 に送られ記憶される。

計算機システム 3 は、前処理ユニット 34 及びデータ記憶装置 35 とともに、システムコントローラ 32、キーボードやマウス等を備えた入力器 39、ディスプレイ 38、表示プロセッサ 37、スキャンコントローラ 33、再構成ユニット 36、スキャンプラン設定支援システム 40、画像 S D 計算部 41、模擬画像生成部 42、画像 S D シミュレータ 43 から構成される。再構成ユニット 36 は、データ記憶装置 35 に記憶されている投影データに基づいて、画像（断層画像）データを再構成する。データ記憶装置 35 は、前処理ユニット 34 で生成された投影データ、再構成ユニット 36 で再構成された断層画像データを記憶すると共に、模擬画像生成部 42 において模擬画像データを生成するために用いられるサンプル画像データを予め記憶する。

サンプル画像データは、人体の内部組成を忠実に再現したファントム又はサンプル画像としての使用を承諾した被検体を実際にスキャンして得た画像データであって、当該スキャン時のスキャン条件に対応する所定の画像 S D を有している。なお、このサンプル画像が有する画像 S D を基準画像 S D という。模

擬画像生成部 4 2 は、スキャンプラン設定支援システム 4 0 で設定されたスキ
ャン条件等に基づいて画像 S D 計算部 4 1 で計算された画像 S D と、サンプル
画像データが有する基準画像 S D とに基づいて、画像 S D 計算部 4 1 で計算さ
れた画像 S D に相当する程度のノイズを有する画像データ（模擬画像データ）
5 をサンプル画像データから生成する。模擬画像データをサンプル画像データか
ら生成するのに要する処理時間は、画像 S D に基づいてサンプル投影データを
加工し、模擬画像データを再構成するのに要する処理時間よりも、非常に短縮
することができる。それによりスキャン条件の設定に際して、画像 S D を実際
の画像上で確認する作業及びそのスキャン条件の修正作業を現実的なものとす
10 ることができる。以下、模擬画像データをサンプル画像データから生成する処
理をスキャン条件の設定処理と共に説明する。

なお、スキャン条件には、典型的には、図 4 の左下欄に記載されているよう
に、スキャンモード、被曝低減機能のオン／オフ、撮影スライス厚（回転中心
軸上での単一スライス分の X 線厚）、画像スライス厚（再構成スライス厚）、
15 F O V（再構成視野）、ヘリカルピッチ（1 回転あたりの寝台の移動距離）、寝
台速度、再構成関数、管電圧（k V）、管電流（mA）、スキャン速度（1 回
転に要する時間）が含まれる。

図 2 には、本実施例において、スキャン条件の設定処理の中で模擬画像デー
タをサンプル画像データから生成する処理を適用する場合の典型的な流れを示
している。まず、S 1 において、被検体の全身又は一部分に関するスキヤノグ
ラムが撮影される。スキヤノグラム撮影は、周知の通り、例えば X 線管 1 0 が
天板 2 a 上の被検体に正対するゼロ° の角度で回転フレーム 1 2 を固定し、ま
た天板 2 a を被検体とともに一定速度で連続的に移動させながら、被検体に対
して X 線を連続的に照射し、被検体を透過した X 線を X 線検出器 2 3 で所定の
25 周期で繰り返し検出することにより行われる。これにより X 線平面像と同様の
画像データ、すなわちスキヤノグラムデータを発生することができる。

次に、スキャン条件が設定されるが、その設定は、スキャンプラン設定支援
システム 4 0 の支援の上でなされる。スキャンプラン設定支援システム 4 0 は
、操作者によるスキャン条件の設定を対話形式でもって容易にするために必要
な機能を備えている。例えば、患者情報、検査目的、検査対象部位等の事項を
30

入力すると、スキャンプラン設定支援システム 40 は、それに応じた少なくとも 1 つのスキャン条件の候補を作成し、提示する。

5 なお、スキャンプラン設定支援システム 40 は、操作者が画像 SD を入力したとき、入力された画像 SD を達成するための少なくとも 1 つのスキャン条件の候補を作成し、提示するようにしてもよい。また、スキャンプラン設定支援システム 40 は、操作者が線量値（CTDI）を入力したとき、入力された CTDI を達成する少なくとも 1 つのスキャン条件の候補を作成し、提示するようにしてもよい。

10 図 3 には、スキャンプラン設定支援システム 40 により構築されたスキャン条件設定支援画面が示されている。スキャン条件設定支援画面には、患者情報、ガントリ情報、スキヤノグラムとともに、それらの下部にスキャン条件の候補リストが表示される。スキャン条件に含まれる主な条件項目としては、スキャンモード（シングルスライススキャン、マルチスライススキャン、ヘリカルスキャン）、撮影範囲、管電圧、管電流、X 線管 10 が一回転するのに要する時間
15 を表すスキャン速度、ヘリカルスキャン時の X 線ビーム幅に対する X 線管 10 の一回転あたりの天板移動距離の割合を表すビームピッチ、ヘリカルスキャン時の X 線管 10 の一回転あたりの天板移動距離を表す寝台速度、撮影スライス厚、再構成関数、画像スライス厚、撮影領域の直径を表す S-FOV、再構成領域の直径を表す D-FOV 等が含まれる。放射線技師は、提示された
20 スキャン条件の候補の中から所望の候補を選択し、また必要に応じて所望の条件項目の候補値を修正することにより、スキャン条件を少ない手間でもって設定することができる。

 スキャン条件設定支援画面には、「画像 SD 確認」と記されたボタンが含まれる。S3 において、「画像 SD 確認」ボタンがクリックされたとき、画像 SD
25 シミュレータ 43 が起動する。画像 SD シミュレータ 43 は、スキャンプラン設定支援システム 40 から、設定されたスキャンプランデータを取り込み、またデータ記憶装置 35 からスキヤノグラムデータを取り込む（S4）。画像 SD シミュレータ 43 は、取り込んだスキャンプランデータ及びスキヤノグラムデータから図 4 に示す画像 SD 確認画面を構築し、表示する（S5）。

30 図 4 に示すように、画像 SD 確認画面には、左上のスキヤノグラム表示領域

、右上の模擬画像表示領域、撮影部位表示欄、体厚表示欄、水等価厚表示欄、撮影範囲表示欄、撮影時間表示欄、スキャンモード表示欄、被曝低減表示欄、撮影スライス厚表示欄、画像スライス厚表示欄、F O V表示欄、ビームピッチ (P i t c h) 表示欄、寝台速度表示欄、再構成関数 (関数) 表示欄、管電圧 (k V) 表示欄、管電流 (m A) 表示欄、スキャン速度表示欄、画像 S D 表示欄、線量 (C T D I 、 D L P) 表示欄、ウインドウレベル／ウインドウワイズ表示欄が含まれる。これら表示欄のうち、体厚表示欄、水等価厚表示欄、画像 S D 表示欄を除く表示欄には、初期的に、スキャンプランデータに含まれる対応項目の部位名又は数値が挿入される。

体厚は、画像 S D 確認画面上で入力器 3 9 を介して数値入力される。又は、体厚は、画像 S D シミュレータ 4 3 によりスキヤノグラムデータから計算される。水等価厚は、入力された又は計算された体厚から画像 S D シミュレータ 4 3 により計算される。または水等価厚は、画像 S D シミュレータ 4 3 により直接、スキヤノグラムデータから計算される。体厚から水等価厚を計算する方法としては、様々な方法があり、任意の方法を採用すればよい。体厚から水等価厚を計算する方法の一例としては、直径既知の円柱形水ファントムに関する事前収集したスキヤノグラムの画素値に対する当該被検体に関するスキヤノグラム内の画素値の比率に基づいて、水ファントムの直径から当該被検体の水等価厚を推定する方法がある。誤差低減のために、実際的には、直径既知の円柱形水ファントムに関するスキヤノグラム内の局所領域の画素値積算に対する当該被検体に関するスキヤノグラム内の同サイズの局所領域の画素値積算の比率の平方根を、水ファントムの直径に乗算することにより、当該被検体の水等価厚を推定する。

画像 S D 確認画面には「模擬画像表示」と記されたボタンが含まれる。S 7 において「模擬画像表示」ボタンがクリックされたとき、画像 S D シミュレータ 4 3 の制御のもとで、データ記憶装置 3 5 から模擬画像生成部 4 2 にサンプル画像データが取り込まれる (S 8) 。実際には、データ記憶装置 3 5 には、複数の部位各々に対して複数、ここでは 2 枚のサンプル画像に関するデータが関連付けられている。同じ部位に関連付けられている 2 枚のサンプル画像は、異なる画像 S D を有する。一方のサンプル画像 (第 1 のサンプル画像) は、

例えば 2. 0 の画像 S D（第 1 の基準画像 S D）を有し、他方のサンプル画像（第 2 のサンプル画像）は、例えば 5 0. 0 の画像 S D（第 2 の基準画像 S D）を有している。周知のとおり、画像 S D はその値が小さいほど、画質が高く、値が高いほど、画質が低い性質を有している。

5 次に、S 9 において、画像 S D 計算部 4 1 は、スキャンプランの中の特定の条件項目の設定値と、計算された水等価厚とに基づいて、画像のノイズに関する指標としての画像 S D を計算する。画像 S D の計算方法としては、様々な方法があり、任意の方法を採用すればよい。例えば以下の方法で画像 S D が計算される。

10 この方法は、画像 S D を、撮影スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数、ビームピッチ、水等価厚に基づいて求める。水等価厚に対する画像 S D の関係は、スキャン条件の全ての条件項目を基準値に固定した状態で、直径の異なった複数種類（例えば 5 種類）の水ファントムを順番にスキャンし、それぞれの画像の画像 S D を求め、図 5 A に示すように、水ファントム厚と画像 S D

15 との関係を、指数近似式で求める。その近似式データはデータ記憶装置 3 5 に事前に記憶されている。撮影スライス厚に対する画像 S D の関係は、スキャン条件の他の条件項目を基準値に固定した状態で、特定の水ファントムに対して撮影スライス厚を変えながらスキャンを繰り返し、それぞれの画像の画像 S D を求めて、図 5 B に示すように、近似式で求められる。その近似式のデ

20 ータはデータ記憶装置 3 5 に事前に記憶される。管電圧に対する画像 S D の関係は、スキャン条件の他の条件項目を基準値に固定した状態で、特定の水ファントムに対して管電圧を変えながらスキャンを繰り返し、それぞれの画像の画像 S D を求めて、図 5 C に示すように、近似式で求められる。その近似式のデータはデータ記憶装置 3 5 に事前に記憶される。管電流に対する画像 S

25 D の関係は、スキャン条件の他の条件項目を基準値に固定した状態で、特定の水ファントムに対して管電流を変えながらスキャンを繰り返し、それぞれの画像の画像 S D を求めて、図 5 D に示すように、近似式で求められる。その近似式のデータはデータ記憶装置 3 5 に事前に記憶される。ビームピッチに対する画像 S D の関係は、スキャン条件の他の条件項目を基準値に固定した状

30 態で、特定の水ファントムに対してビームピッチを変えながらヘリカルスキ

ヤンを繰り返し、それぞれの画像の画像SDを求めて、近似式で求められる。その近似式のデータはデータ記憶装置35に事前に記憶される。再構成関数に対する画像SDの関係は、スキャン条件の全ての条件項目を基準値に固定した状態で、特定の水ファントムに対してスキャンを1回実行し、再構成関数を変えながら画像再構成を繰り返し、それぞれの画像の画像SDを求め

5 5 求めて、近似式で求められる。その近似式のデータはデータ記憶装置35に事前に記憶される。

画像SD計算部41は、これら5種類（ヘリカルスキャン時には6種類）の近似式データから、スキャンプラン設定支援システム40上で設定されたスキャン条件の対応する条件項目（撮影スライス厚、管電圧、管電流、ビームピッチ、再構成関数）の各設定値、被検体の撮影対象部位の体厚それぞれに対応する画像SD値を特定し、特定した画像SDの値をそれぞれの正規化係数で正規化した値を掛け算することで、当該スキャン条件項目の設定値で被検体の撮影対象部位をスキャンし、それにより得た投影データから当該選択された再構成関数を使って再構成した場合、その画像が有する画像SDの値を計算、

10 15 実際には推定する。

次に、S10において、画像SD計算部41で計算された画像SDに基づいて、その画像SD対応する程度のノイズを有する画像（模擬画像）が模擬画像生成部42によりサンプル画像データから生成される。模擬画像生成部42は、データ記憶装置35から取り込んだ撮影対象部位に関連付けられた画像SDが相違する2種類のサンプル画像データを、第1、第2の基準画像SDの間の区間に対する計算した画像SDの位置に応じて、2種類のサンプル画像データを補間することにより、模擬画像データを生成する。補間処理は、周知の通り、第1、第2のサンプル画像の対応する位置の画素値に対して第1、第2の重み係数をそれぞれ乗算して、加算する処理である。合計が1.0になるように、第1、第2の重み係数それぞれの値が決定される。その決定方法としては、第1、第2の基準画像SDの間の距離に対する第1基準画像SDと計算画像SDとの間の距離の比を、第1サンプル画像に対して乗算する第1の重み係数として決定し、第1、第2の基準画像SDの間の距離に対する第2基準画像SDと計算画像SDとの間の距離の比を、第2サンプル画像に対して乗算する第2

20 25 30

の重み係数として決定するいわゆる単純距離補間処理に準じて決定してもよいし、図6に示すように、所定の多次関数に応じて決定するようにしてもよい。

このように基準画像SDが相違する2種類のサンプル画像データから模擬画像データを生成することで、その処理時間を短縮することができる。なお、上述では模擬画像データを2種類のサンプル画像データから生成する例を説明したが、2.0等の高画質に対応する基準画像SDを有する1種類のサンプル画像データに対して、その基準画像SDと計算した画像SDとの比に応じた程度のノイズを加えることにより模擬画像データを生成するようにしてもよいし、逆に50.0等の低画質に対応する基準画像SDを有する1種類のサンプル画像データに対して、その基準画像SDと計算した画像SDとの比に応じた程度でノイズリダクションをかけることにより模擬画像データを生成するようにしてもよいし、さらに3種類以上の基準画像SDを有する3種類以上のサンプル画像データから、それらの基準画像SDと計算した画像SDとの比に応じた重み係数で補間することにより模擬画像データを生成するようにしてもよい。

次に、画像SDシミュレータ43では、画像SD計算部41で計算された画像SD及び模擬画像生成部42で生成された模擬画像を含む図7に例示する画像SD確認画面を構築して、表示する(S11)。

放射線技師は、入力器39を介して必要に応じて、撮影スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数、ビームピッチの各設定値を修正する(S12)。修正後、S13において「模擬画像表示」ボタンがクリックされたとき、S9に戻り、画像SD計算部41により、修正されたスキャン条件項目の修正値と、スキャンプランの中の修正されていないスキャン条件項目の設定値と、計算された水等価厚とに基づいて、画像SDが再計算される。そして、S10、S11において、画像SD計算部41で再計算された画像SDに基づいて模擬画像生成部42により同じサンプル画像データから、再計算された画像SDに対応する模擬画像データが短時間のうちに生成され、表示される。

その結果を見て、放射線技師は、必要に応じて、撮影スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数、ビームピッチの値を再修正する(S12)。S8乃至S13の処理を何度か繰り返し、放射線技師は、画像SD及びその画像SDに応じたノイズの程度を模擬画像上で視認しながら、撮影スライス厚、管電圧、管

電流、再構成関数、ビームピッチを最適値に近似させることができる。最適値とは、検査対象の腫瘍等がノイズに埋もれることなく明瞭に確認でき、しかも被曝を最小限に抑えることに対応する値として定義される。

画像SD確認画面内の「反映」と記されたボタンがクリックされたとき（S 1 4）、画像シミュレータ43の制御のもとで、撮影スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数、ビームピッチに関する修正値データがスキャンプラン設定支援システム40に供給される（S 1 5）。スキャンプラン設定支援システム40は、供給された撮影スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数、ビームピッチに関する修正値にスキャンプランの対応項目の値を置き換える。図3の「確定」ボタンのクリックにより、画像SD確認画面上で修正された撮影スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数、ビームピッチに関する修正値がスキャン条件の設定値として確定される。図7の「閉じる」ボタンのクリックにより、画像SD確認画面が閉じる（S 1 6）。

なお、放射線技師は、図4の画面において、必要に応じて、画像SDを直接数値で入力し、又はスライドボタンを移動操作することにより、所望の画像SDを設定することができる。放射線技師が所望の画像SDを設定し、模擬画像表示ボタンをクリックしたとき、画像SDシミュレータ43は、S 1 0に戻り、設定された画像SDに対応する模擬画像を生成し、表示する。放射線技師は、任意の画像SDに対応する模擬画像を表示させて、ノイズの程度を簡単に確認することができる。

また、放射線技師は、必要に応じて、線量、典型的にはCTDIを直接数値で入力し、又はスライドボタンを移動操作することにより、所望のCTDIを設定することができる。放射線技師が所望のCTDIを設定し、模擬画像表示ボタンをクリックしたとき、画像SDシミュレータ43は、設定されたCTDIを実現するためのスキャン条件を仮定するとともに、S 9において画像SDを計算し、S 1 0においてその画像SDに対応する模擬画像を生成し、表示する。放射線技師は、任意の線量（CTDI）に対応する模擬画像を表示させて、ノイズの程度を簡単に確認することができる。

なお、上述のサンプル画像データを記憶するデータ記憶装置35、画像SD計算部41、模擬画像生成部42、表示プロセッサ37、ディスプレイ38、

入力器 39 からなる画質シミュレーション装置として X 線コンピュータ断層撮影装置とは独立して設けるようにしてもよい。図 8 に示すように、画像 SD シミュレーション画面が表示される。このシミュレーション画面上で、体厚、水等価厚、スキャンモード、被曝低減のオン／オフ、撮影スライス厚、画像スライス厚、FOV、ビームピッチ、寝台速度、再構成関数、管電圧、管電流、スキャン速度を任意の値に設定し、「模擬画像表示」ボタンをクリックすることで、その設定値に応じた画像 SD 及びその画像 SD に対応するノイズレベルを有する模擬画像がほぼ即時的に表示される。画面内の左上領域に表示されたスキヤノグラムのボディマーク上で頭部、胸部、腹部、下肢部を選択することにより、その選択した部位の模擬画像にがほぼ即時的に切り替わる。画質シミュレーション装置の用途としては、画質シミュレーション機能を装備していない X 線コンピュータ断層撮影装置のコンソールに近接して配置することで、それを装備した最新鋭機と同等に、画質シミュレーションの支援を受けてスキャン条件を最適値に近似させることができる。また、画質シミュレーション装置を、経験の浅い意思や放射線技師の教習用機器として活用することも可能である。その他、X 線コンピュータ断層撮影装置と物理的に分離されていることから、画質シミュレーション装置を様々なシーンで活用することが可能である。

また、本実施形態は、図 2 の処理手順をコンピュータに実現させるためのプログラムコードを記録したコンピュータ読み取り可能な記憶媒体として提供されるものであっても良い。

なお、上述の説明では、スキャン条件や撮影部位を入力すると、それに応じた画像 SD が計算され、計算された画像 SD に対応する模擬画像が生成され表示されるものであった。しかし、撮影部位とともに、医師や技師等が所望する画像 SD の値を直接的に入力すると、上述したと同様に、サンプル画像データの画像 SD 基準値と入力された画像 SD の所望値とに基づいて、入力された撮影部位に対応するサンプル画像データから、入力された画像 SD に対応する模擬画像が生成され表示されるようにしてもよい。さらに、複数の撮影部位及び画像 SD に対して、スキャン条件に関する複数の推奨値を関連付けてデータ記憶装置 35 に記憶させておき、入力された撮影部位及び入力された画像 SD に対応するスキャン条件の推奨値を、模擬画像とともに表示するようにしてもよ

い。

Additional advantages and modifications will readily occur to those skilled in the art. Therefore, the invention in its broader aspects is not limited to the specific details and representative
5 embodiments shown and described herein. Accordingly, various modifications may be made without departing from the spirit or scope of the general inventive concept as defined by the appended claims and their equivalents.

WHAT IS CLAIMED IS:

1. スキャン条件に従って、被検体の撮影対象部位をX線によりスキャンするために構成されたスキャン部(scan unit configured to scan...)と、

前記スキャンにより収集された投影データに基づいて画像データを再構成するために構成された再構成部と、

前記スキャン条件を設定するために構成されたスキャン条件設定部と、

前記設定されたスキャン条件に基づいて、画質の指標に関する値を計算するために構成された画質指標計算部と、

前記画質の指標に関する基準値に対応するサンプル画像データを記憶するために構成されたサンプル画像記憶部と、

前記画質の指標に関する前記計算された値と、前記画質の指標に関する基準値とに基づいて、前記サンプル画像データから前記画質の指標に関する前記計算された値に対応する模擬画像データを生成するために構成された模擬画像生成部と、

前記生成された模擬画像データを表示するために構成された表示部とを具備するX線コンピュータ断層撮影装置。

2. 前記記憶部は、複数の基準値に対応する複数のサンプル画像に関するデータを記憶し、

前記模擬画像生成部は、前記複数の基準値と前記画質の指標に関する計算値とに基づいて、前記複数のサンプル画像に関するデータを加重加算することにより前記模擬画像データを生成する請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

3. 前記記憶部は、複数の部位にそれぞれ対応する複数のサンプル画像に関するデータを記憶し、

前記模擬画像生成部は、前記被検体の撮影対象部位に対応するサンプル画像データから前記模擬画像データを生成する請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

4. 前記スキャン条件は、画像スライス厚、管電圧、管電流、再構成関数及びビームピッチを含む請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

5. 前記画質指標計算部は、前記画像スライス厚、前記管電圧、前記管電流、前記再構成関数、前記ビームピッチの中の少なくとも 1 つと、前記被検体の撮影対象部位に関する水等価厚とに基づいて、前記画質の指標に関する値を計算する請求項 4 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

6. 前記被検体の撮影対象部位の体厚に基づいて、前記水等価厚を計算するために構成された水等価厚計算部をさらに備える請求項 5 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

7. 前記被検体に関するスキヤノグラムデータに基づいて、前記水等価厚を計算するために構成された水等価厚計算部をさらに備える請求項 5 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

8. 前記画質の指標に関する複数の値にそれぞれ対応する複数のスキャン条件を記憶するために構成されたスキャン条件記憶部と、前記画質の指標に関する所望値に対応するスキャン条件を特定するために構成されたスキャン条件特定部とを更に備える請求項 1 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

9. 被検体の撮影対象部位を X 線によりスキャンするために構成されたスキャン部と、

前記スキャンにより収集された投影データに基づいて画像データを再構成するために構成された再構成部と、

画質の指標に関する値、又は線量を入力するために構成された入力部と、

前記入力された画質の指標に関する値又は線量に対応する模擬画像データを生成するために構成された模擬画像生成部と、

前記生成された模擬画像データを表示するために構成された表示部とを具備する X 線コンピュータ断層撮影装置。

10. 前記入力部は、前記画質の指標に関する値又は線量を入力するためのスライドボタンを有する請求項9記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

5 11. 前記模擬画像生成部は、前記画質の指標に関する複数の基準値に対応する複数のサンプル画像を、前記複数の基準値と前記画質の指標に関する計算値とに基づいて、加重加算することにより前記模擬画像を生成する請求項9記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

10 12. 前記模擬画像生成部は、前記入力された画質の指標に関する値又は線量に対応する複数のサンプル画像から前記模擬画像を生成する請求項9記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

15 13. 前記入力された画質の指標に関する値又は線量に対応するスキャン条件の推奨値を決定するために構成されたスキャン条件推奨値決定部を更に備える請求項9記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

20 14. X線コンピュータ断層撮影装置によるスキヤニングに関するスキャン条件を入力するために構成されたスキャン条件入力部と、
前記入力されたスキャン条件に基づいて、画質の指標に関する値を計算するために構成された画質指標計算部と、

前記画質の指標に関する基準値に対応するサンプル画像データを記憶するために構成されたサンプル画像記憶部と、

25 前記画質の指標に関する前記計算された値と、前記画質の指標に関する基準値とに基づいて、前記サンプル画像データから前記画質の指標に関する前記計算された値に対応する模擬画像データを生成するために構成された模擬画像生成部と、

前記生成された模擬画像データを表示するために構成された表示部とを具備する画質シミュレーション装置。

15. X線コンピュータ断層撮影装置の画質の指標に関する値、又は線量を入力するために構成された入力部と、

前記入力された画質の指標に関する値又は線量に対応する模擬画像データを生成するために構成された模擬画像生成部と、

5 前記生成された模擬画像データを表示するために構成された表示部とを具備する画質シミュレーション装置。

16. A computer program product configured to store program instructions for execution on a computer system enabling the computer
10 system to perform:

X線コンピュータ断層撮影装置に関するスキャン条件を入力し、

前記入力されたスキャン条件に基づいて、画質の指標に関する値を計算し、

前記画質の指標に関する基準値に対応するサンプル画像データを記憶し、

15 前記画質の指標に関する前記計算された値と、前記画質の指標に関する基準値とに基づいて、前記サンプル画像データから前記画質の指標に関する前記計算された値に対応する模擬画像データを生成し、

前記生成された模擬画像データを表示する。

17. A computer program product configured to store program
20 instructions for execution on a computer system enabling the computer system to perform:

X線コンピュータ断層撮影装置の画質の指標に関する値、又は線量を入力し

、

25 前記入力された画質の指標に関する値又は線量に対応する模擬画像データを生成し、

前記生成された模擬画像データを表示する。

ABSTRACT OF THE DISCLOSURE

本発明のX線コンピュータ断層撮影装置は、スキャン条件に従って被検体の
撮影対象部位をスキャンする架台1と、投影データから画像データを再構成す
る再構成部ユニット36と、スキャン条件を設定するスキンプラン設定支援
5 システム40と、設定されたスキャン条件にに基づいて画質の指標に関する画
像SDを計算する画像SD計算部41と、画像SDの基準値を有するサンプル
画像データを記憶するデータ記憶装置35と、計算された画像SDと画像SD
の基準値とに基づいてサンプル画像データから、計算された画像SDに対応す
る模擬画像データを生成する模擬画像生成部42と、生成された模擬画像デー
10 タを表示するディスプレイ38とを具備する。